



(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENTAMT

## (12) Offenlegungsschrift

(10) DE 44 15 896 A1

(51) Int. Cl. 6:  
**A 61 B 5/14**H 04 B 7/24  
H 04 B 1/38  
G 01 N 33/49  
A 61 B 6/00  
A 61 B 5/00

- (21) Aktenzeichen: P 44 15 896.3  
 (22) Anmeldetag: 5. 5. 94  
 (43) Offenlegungstag: 9. 11. 95

DE 44 15 896 A1

(71) Anmelder:	Boehringer Mannheim GmbH, 68305 Mannheim, DE										
(74) Vertreter:	Pfeifer, H., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 76137 Karlsruhe										
(72) Erfinder:	Böcker, Dirk, Dr.Dr., 69115 Heidelberg, DE; Haar, Hans-Peter, Dr., 69168 Wiesloch, DE; Blasberg, Peter, 69469 Weinheim, DE; Kotulla, Reinhard, Dr., 67245 Lambsheim, DE										
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:	<table border="0"> <tr><td>DE</td><td>38 10 008 C1</td></tr> <tr><td>DE</td><td>33 18 746 C2</td></tr> <tr><td>DE</td><td>31 18 740 C2</td></tr> <tr><td>DE</td><td>31 08 767 C2</td></tr> <tr><td>DE</td><td>43 12 093 A1</td></tr> </table>	DE	38 10 008 C1	DE	33 18 746 C2	DE	31 18 740 C2	DE	31 08 767 C2	DE	43 12 093 A1
DE	38 10 008 C1										
DE	33 18 746 C2										
DE	31 18 740 C2										
DE	31 08 767 C2										
DE	43 12 093 A1										

DE	43 00 499 A1
DE	42 21 848 A1
DE	42 14 263 A1
DE	42 12 498 A1
DE	41 38 702 A1
DE	41 30 369 A1
DE	41 14 448 A1
DE	40 26 426 A1
DE	34 35 647 A1
DE	34 28 630 A1
DE	30 24 824 A1
US	49 35 875
WO	90 13 872 A1

SHINSUKE,KAYASHIMA;  
 et.al.: New Noninvasive Trans-cutaneous Approach to Blood Glucose Monitoring: Successful Glucose Monitoring on Human 75g OGTT with Novel Sampling Chamber. In: IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.38, No.8, Aug.1991,S.752-757;

(54) Analysesystem zur Überwachung der Konzentration eines Analyten im Blut eines Patienten

(57) Analysesystem zur Überwachung der Konzentration eines Analyten im Blut eines Patienten mit reagenzienhaltigen Analyseelementen (12) und einem Auswertegerät, das eine Meßeinrichtung zum Messen einer aus der Reaktion des Analyten mit den Reagenzien resultierenden Änderung enthält, wobei aus den Meßwerten Analyselement-Analysedaten gewonnen werden.  
 Um eine kontinuierliche Überwachung der Konzentration des Analyten mit guter Genauigkeit und einer verminderten Zahl von invasiven Eingriffen zur Probengewinnung zu ermöglichen, wird vorgeschlagen, daß das System eine am Körper des Patienten tragbare Sensoreinheit (2) mit einem Sensor (7) zur reagenzienfreien unmittelbaren Messung eines mit der Konzentration des Analyten korrelierenden Parameters an dem Körper des Patienten und einem Sender zum drahtlosen Senden von Datensignalen, sowie Sensor-Analysemittel zur Ermittlung von Sensor-Analysedaten  $C_s$  aus den Meßwerten des Parameters einschließt und das Auswertegerät als Zentraleinheit (3) eines integrierten Analyseelement-Sensor-Überwachungssystems (1) einen Empfänger zum drahtlosen Empfang der Datensignale der Sensoreinheit (2), Kalibrationsmittel zur Kalibration der Sensor-Analysedaten  $C_s$  aufgrund der Analyselement-Analysedaten  $C_A$  und einen Datenspeicher zur längerfristigen Speicherung von Analysedaten enthält.

DE 44 15 896 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 09. 95 508 045/317

14/32

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Analysesystem zur Überwachung der Konzentration eines Analyten im Blut eines Patienten.

Vielfach ist es erforderlich, die Konzentration eines Analyten im Blut regelmäßig zu überwachen. Dies gilt insbesondere bei Krankheiten, bei denen eine regelmäßige medikamentöse Behandlung in Abhängigkeit von der jeweiligen Analyt-Konzentration erforderlich ist. Das wichtigste Beispiel ist der Diabetes-Mellitus (Zuckerkrankheit). Patienten, die an dieser Krankheit leiden, sollten ihren Blutzuckerspiegel laufend überwachen, um ihre Insulininjektionen jeweils dem aktuellen Bedarf anzupassen zu können und dadurch ihre Blutzuckerwerte (d. h. die Glucosekonzentration im Blut) innerhalb bestimmter Grenzen zu halten. Sowohl ein Überschreiten dieser Grenzen (Hyperglykämie), als auch ein Unterschreiten dieser Grenzen (Hypoglykämie) soll mit größtmöglicher Sicherheit vermieden werden, um sowohl kritische Akutzustände, als auch schwerwiegende Langzeitschäden (wie beispielsweise Verlust des Augenlichts) zu vermeiden.

Die vorliegende Erfindung richtet sich insbesondere auf die Überwachung der Glucosekonzentration im Blut, ist jedoch auch für andere Analyten verwendbar. Soweit nachfolgend beispielhaft auf die Glucosebestimmung Bezug genommen wird, soll dies nicht als Beschränkung der allgemeinen Anwendbarkeit der Erfindung verstanden werden.

Zur Überwachung der Glucosekonzentration im Blut sind Analysesysteme gebräuchlich, die aus Analyseelementen (solid state analysis elements), welche auch als Testträger (test carrier) bezeichnet werden, und einem Auswertegerät bestehen. Die Analyseelemente und das Auswertegerät sind in der Regel speziell aufeinander abgestimmt und werden vom gleichen Hersteller als System angeboten.

Die Analyseelemente enthalten Reagenzien. Wenn man sie mit der Probe kontaktiert, führt die Reaktion des in der Probe enthaltenen Analyten mit den Reagenzien zu einer physikalisch meßbaren Veränderung des Analyseelementes, die mit der Konzentration des Analyten korreliert. Das Auswertegerät enthält eine Meßeinrichtung zum Messen der Veränderung und eine elektronische Schaltung zur Bestimmung der Konzentration des Analyten aus dem bei der Messung der Veränderung gemessenen Meßwert. Für die Auswerteelektronik werden bei modernen Geräten Mikroprozessoren verwendet, die eine softwaregesteuerte digitale Verarbeitung der Meßwerte zu der Konzentration des Analyten entsprechenden elektrischen Signalen ermöglichen. Diese Analysedaten werden in der Regel auf einem alphanumerischen Display in Konzentrationseinheiten angezeigt. Als Analysedaten im Sinne der Erfindung sind jedoch auch solche elektrische Signale zu verstehen, die das Analyseergebnis in anderer Weise repräsentieren, beispielsweise Signale zur Ansteuerung stufenweiser Anzeigen von Informationen über die Konzentration des Analyten, wie "Idealbereich", "oberer Normbereich", "oberer Gefahrenbereich", etc.

Es sind unterschiedliche Typen von Analyseelementen bekannt, die hinsichtlich der Reaktionsprinzipien und der mit der Konzentration korrelierenden meßbaren Veränderung unterschiedliche chemisch-physikalische Prinzipien verwenden. Gebräuchlich sind vor allem photometrische und elektrochemische Analysesysteme.

Bei photometrischen Analysesystemen enthalten die

Analyseelemente ein Reagenzsystem, dessen Reaktion mit dem Analyten zu einer photometrisch nachweisbaren Veränderung (einem Farbumschlag) führt. Die Reagenzien befinden sich dabei üblicherweise in einer Matrix aus porösem Kunststoff oder Papier, die ein Testfeld des Analyseelementes bildet und deren Farbe sich in Abhängigkeit von der Konzentration ändert. Diese Farbänderung läßt sich quantitativ mit Hilfe der Reflexionsphotometrie bestimmen.

10 Elektrochemische Analyseelemente enthalten ein elektrochemisches Reagenzsystem, dessen Reaktion mit dem Analyten die zwischen zwei Polen des Analyseelementes anliegende elektrische Spannung und/oder die zwischen zwei Polen des Analyseelementes bei definierter Spannung fließende Stromstärke beeinflußt. In diesem Fall ist also die Spannung oder Stromstärke die physikalisch meßbare Größe, die mit einer entsprechenden in dem Auswertegerät integrierten Spannungs- oder Strommeßeinrichtung bestimmt und deren mit der 15 Konzentration des Analyten korrelierende Änderung — wiederum bevorzugt mit einer Mikroprozessor-Auswerteelektronik — in die Analysedaten (Konzentration des Analyten) umgerechnet wird.

Analysesysteme, die mit Analyseelementen arbeiten, 20 haben einen hohen Grad von Genauigkeit erreicht und sind so einfach zu handhaben, daß sie von dem Patienten selbst zur laufenden Überwachung seiner Blutglucose-Konzentration verwendet werden können ("home monitoring"). Sie haben jedoch den wesentlichen Nachteil, 25 daß für jede einzelne Analyse ein Tropfen Blut gewonnen werden muß, der mit dem Analyseelement kontaktiert wird. Dies geschieht in der Regel durch einen Stich in den Finger, d. h. es ist für jede Analyse eine schmerzhafte und mit einem gewissen Infektionsrisiko verbundene Verletzung der Haut erforderlich. Man spricht deshalb auch von invasiven Analyseverfahren.

Um eine kontinuierliche Überwachung der Konzentration eines Analyten im Blut eines Patienten mit guter Genauigkeit und einer verminderten Zahl von invasiven 30 Eingriffen zur Probengewinnung zu ermöglichen, wird erfindungsgemäß ein Analysesystem der vorstehend erläuterten Art dadurch weitergebildet, daß das System eine am Körper des Patienten tragbare Sensoreinheit mit einem Sensor zur reagenzienfreien unmittelbaren 35 Messung eines mit der Konzentration des Analyten korrelierenden Parameters an dem Körper des Patienten und einen Sender zum drahtlosen Übermitteln von Datensignalen einschließt. Weiter weist das System eine Sensor-Auswerteelektronik zur Ermittlung von Sensor-Analysedaten aus dem gemessenen Parameter auf. Das Auswertegerät ist als Zentraleinheit eines integrierten Analyseelement-Sensor-Überwachungssystems ausgebildet und schließt einen Empfänger zum drahtlosen Empfang der Datensignale der Sensoreinheit, Kalibrationsmittel zur Kalibration der Sensor-Analysedaten aufgrund der Analyseelement-Analysedaten und einen Datenspeicher zur längerfristigen Speicherung von Analysedaten ein.

Sensor-Analysesysteme zur reagenzienfreien unmittelbaren Bestimmung von Analyten im Blut sind bereits 40 in unterschiedlichen Ausführungsformen beschrieben worden. Für einige Analyten (insbesondere die Blut-Oxygenierungswerte sowie Blutgaskonzentrationen) haben sie auch praktische Bedeutung erlangt. Für eine Vielzahl anderer Analyten, insbesondere Glucose, haben sie sich bisher in der Praxis nicht ausreichend bewährt.

Ein Überblick über nichtinvasive Methoden zur Be-

stimmung von Glucose wird in dem Artikel von J.D. Kruse-Jarres "Physicochemical Determinations of Glucose in vivo", J. Clin. Chem. Clin. Biochem. 26 (1988), 201 – 208 gegeben.

Die Erfinlung richtet sich insbesondere auf Systeme, bei denen die Wechselwirkung von in das Gewebe eines lebenden Menschen (vorzugsweise das Hautgewebe) eingestrahltem Licht mit dem Gewebe zur analytischen Bestimmung des darin vorhandenen Analyten verwendet wird. Dabei wird davon ausgegangen, daß die Konzentration des Analyten in dem (durchbluteten) Gewebe in einem für praktische Zwecke ausreichendem Maße mit der entsprechenden Konzentration im Blut korreliert. Bei diesen Systemen weist die Sensoreinheit einen Lichtsender auf, von dem Licht in das Gewebe eingestrahlt wird. Weiter ist ein Lichtempfänger vorhanden, durch den nach Wechselwirkung mit dem Gewebe aus dem Körperteil austretendes Licht detektiert wird, um eine durch die Wechselwirkung mit dem Gewebe veränderliche meßbare physikalische Eigenschaft des Lichts zu bestimmen. Diese meßbare physikalische Eigenschaft bildet bei solchen Verfahren einen mit der Konzentration des Analyten korrelierenden Parameter.

Den meisten bisher bekannt gewordenen Verfahren dieser Art liegen die Prinzipien der Spektralanalyse zugrunde. Dabei wird die charakteristische Absorption des Analyten (welche auf Schwingungs- und Rotationszustände des Analyt-Moleküls oder von Teilen desselben zurückgeht) bestimmt, indem man die Abhängigkeit der optischen Absorption von der Lichtwellenlänge untersucht. In der Praxis wird meist Licht unterschiedlicher Wellenlängen von einer schmalbandig emittierenden Lichtquelle eingestrahlt und das dabei von dem Lichtempfänger empfangene Licht gemessen. Alternativ kann auch mit einer breitbandigen Lichtquelle eingestrahlt und auf der Detektionsseite eine wellenlängenselektive Messung durchgeführt werden. Die Absorptionsbanden der in Rede stehenden Moleküle (insbesondere der Glucose) liegen weit im infraroten Bereich des Lichtes. Da dort jedoch das in dem Gewebe enthaltene Wasser sehr stark absorbiert, werden von den meisten Autoren Meßwellenlängen im Bereich des nahen Infrarot-Lichtes vorgeschlagen, mit denen Oberwellen der Molekül-Schwingungs- und Rotationszustände erfaßt werden können. Solche Systeme werden beispielsweise beschrieben in der EP-A-0 160 768, der WO 93/00856 und dem US-Patent 5,028,787.

Besonders bevorzugt wird bei der Erfinlung ein Sensorsystem eingesetzt, bei dem ein Parameter des Lichtes bestimmt wird, der von dem Brechungsindex in dem Gewebe beeinflußt wird. Eine wichtige Grundlage dieser Verfahrensweisen ist die Erkenntnis, daß die mit Änderungen der Glucosekonzentration verbundene Änderung des Brechungsindex der Flüssigkeit in dem Gewebe als mit der Glucosekonzentration korrelierender Parameter verwendet werden kann.

Zur meßtechnischen Realisierung ist insbesondere vorgeschlagen worden, ein von der Vielfachstreuung des Lichts durch Streuzentren in dem Gewebe beeinflußtes Signal zu bestimmen. Diese Verfahrensweise wird in der internationalen Patentanmeldung PCT/DE 93/01058 beschrieben. Die Vielfachstreuung führt unter den in dieser Literaturstelle beschriebenen meßtechnischen Bedingungen zu einer Verstärkung des mit der Änderung des Brechungsindex verbundenen Effektes, die als verhältnismäßig starke und deswegen gut meßbare Signaländerung bestimmt werden kann. Nähere Einzelheiten werden in der Literaturstelle erörtert,

auf die hier vollinhaltlich Bezug genommen wird.

In der deutschen Patentanmeldung P 43 37 570.7 ist beschrieben, einen der Laufzeit des Lichts in dem Gewebe entsprechenden Licht-Parameter zu bestimmen. Dies kann unmittelbar die Laufzeit eines extrem kurzen Lichtimpulses sein. Meßtechnisch erheblich weniger aufwendig ist es, statt dessen die Phasenverschiebung des Lichts innerhalb des Gewebes als Laufzeit-Parameter zu ermitteln, der mit der Glucosekonzentration in dem Gewebe korreliert. Auch zu dieser Verfahrensweise sind weitere Einzelheiten in der genannten Patentanmeldung beschrieben, auf die hier vollinhaltlich Bezug genommen wird.

Schließlich ist in der gleichzeitig eingereichten deut-

schen Patentanmeldung "Verfahren und Vorrichtung zur Analyse von Glucose in einer biologischen Probe" (Anwaltszeichen: BM 3950/00/DE) beschrieben, Änderungen des Brechungsindex in dem Gewebe mit Hilfe der Niederkohärenz-Interferometrie zu bestimmen. Dies kann entweder unmittelbar durch Bestimmung der optischen Weglänge des Lichts in dem Gewebe oder indirekt in der Weise geschehen, daß man den Streukoeffizienten des Lichts in dem Gewebe bestimmt. Der Streukoeffizient seinerseits wird entscheidend durch die Relation zwischen dem Brechungsindex der Flüssigkeit und dem Brechungsindex der in dem Gewebe enthaltenen Streuzentren (beispielsweise Zellen) beeinflußt. Auch auf diese Anmeldung wird hier vollinhaltlich Bezug genommen.

Gemäß der Erfinlung wird ein solches nichtinvasives Sensor-Analysesystem mit einem invasiven mit Reagenzien arbeitenden Analyseelement-Analysesystem kombiniert. Dabei besteht das Sensor-Analysesystem aus einer am Körper des Patienten tragbaren, mobilen, batteriebetriebenen Sensoreinheit und einem Auswertegerät, welches in dem Sinn stationär ist, daß es nicht am Körper des Patienten getragen, sondern an geeigneter Stelle beispielsweise in der Wohnung des Patienten positioniert wird. Die Zentraleinheit ist vorzugsweise jedoch so klein und so leicht, daß der Patient sie leicht mitnehmen kann, wenn er für längere Zeit (beispielsweise für mehrere Tage) seine Wohnung verläßt. Das Auswertegerät und die Zentraleinheit stehen in einer drahtlosen Datenübertragungs-Verbindung zueinander. Diese kann auf unterschiedliche Weise realisiert sein, beispielsweise mit IR-Licht, Hochfrequenz-Radiowellen oder auch Ultraschall.

Die am Körper des Patienten tragbare Sensoreinheit und die stationäre Zentraleinheit erfüllen gemeinsam die Funktionen des Sensor-Analysesystems, wobei die Aufteilung der Systemfunktionen auf die beiden Einheiten in unterschiedlicher Weise realisiert sein kann. Grundsätzlich kann eine Sensoreinheit ohne eigene Intelligenz realisiert sein, wobei sie lediglich die Sensor-Meßwerte bestimmt und drahtlos an die Zentraleinheit weitergibt. Vorzugsweise ist jedoch die Sensoreinheit mit eigener Intelligenz ausgestattet, d. h. sie besitzt ein Mikroprozessor-Datenverarbeitungssystem als Auswertemittel, um aus den Meßwerten des mindestens einen Sensors der Sensoreinheit (der Analyt-Konzentration entsprechende) Analysedaten zu ermitteln. Dadurch besteht die Möglichkeit, die Sensoreinheit mit einer eigenen Anzeige von Analyt-Konzentrationsdaten zu versehen, welche beispielsweise als einfache Warnanzeige eine akustische oder optische Warnung abgibt, wenn bestimmte Grenzwerte der Glucosekonzentration unter- oder überschritten werden. In diesem Fall ist es weiterhin vorteilhaft, wenn die Verbindung zwischen

der Sensoreinheit und der Zentraleinheit interaktiv ist, d. h. es werden nicht nur Analyseelement-Analysedaten von der Sensoreinheit an die Zentraleinheit übermittelt, sondern auch umgekehrt Daten von der Zentraleinheit für die Sensoreinheit zur Verfügung gestellt. Dies kann sich insbesondere auf Kalibrationsdaten beziehen, die von der Sensoreinheit zur Bestimmung der Analyt-Konzentration benötigt werden.

Wichtig für die vorliegende Erfindung ist weiterhin, daß die Zentraleinheit des Sensor-Analysesystems zugleich das Auswertegerät des invasiven Analyseelement-Analysesystems ist und die Aufgabe der Kalibration des Sensor-Analyse-Teilsystems auf Basis von Meßdaten des Analyseelement-Analyse-Teilsystems übernimmt.

Das erfindungsgemäße Analysesystem zeichnet sich gegenüber den bisher praktisch gebräuchlichen Analysesystemen vor allem dadurch aus, daß ständig aktuelle Analysedaten verfügbar sind und zuverlässige Informationen über die Änderungsgeschwindigkeit der Glukosekonzentration zu jedem Zeitpunkt vorliegen. Dies ist besonders wichtig für Risikogruppen unter den Diabetikern, beispielsweise Diabetiker, die während der Nacht ruhe zur Hypo- oder Hyperglykämie neigen. Auch unter erhöhter körperlicher Anstrengung (zum Beispiel beim Sport) kommt es in besonderem Maße auf die permanente Kontrolle der Glucosewerte an. Die Möglichkeit, den augenblicklichen Trend des Glucosewertes ("steigend" oder "fallend") qualitativ und quantitativ bestimmen zu können, ist für Diabetiker, die mit Insulin therapiert werden, zur Bestimmung der benötigten Insulingröße von besonderer Bedeutung.

Die Erfindung wird im folgenden anhand von in dem Figuren schematisch dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine perspektivische Darstellung der Komponenten eines erfindungsgemäßen Analysesystems,

Fig. 2 ein Blockdiagramm zur Erläuterung der Funktionen,

Fig. 3 eine graphische Darstellung des zeitlichen Verlaufs von Analysedaten zur Erläuterung eines Kalibrationsverfahrens,

Fig. 4 eine Aufsicht auf eine Zentraleinheit mit einer ersten Variante eines Graphik-Displays,

Fig. 5 eine Aufsicht auf eine Zentraleinheit mit einer zweiten Variante eines Graphik-Displays.

Das in Fig. 1 dargestellte integrierte Analyseelement-Sensor-Analysesystem (integrated analysis-element-sensor system, IASS) 1 besteht aus einer am Körper des Patienten tragbaren Sensoreinheit 2 und einer Zentraleinheit 3, die mit der Sensoreinheit 2 über eine durch den Pfeil 4 symbolisierte drahtlose Datenübertragung verbunden ist. Die Sensoreinheit 2 besteht in der dargestellten bevorzugten Ausführungsform aus einer Basiseinheit 6 und zwei Sensoren 7, 8, die über Kabel 9 mit der Basiseinheit 6 verbunden sind. Die Basiseinheit 6 kann mit einem Halsband 10 um den Hals des Patienten getragen werden. Selbstverständlich kann sie auch in anderer Weise, beispielsweise mit Hilfe eines Schultergurtes oder eines Gürtel-Clips am Körper des Patienten befestigt sein.

Selbstverständlich kann grundsätzlich mit nur einem Sensor gearbeitet werden. Die Verwendung von zwei Sensoren kann jedoch vorteilhaft sein, um gleichzeitig an mehreren Meßorten des Körpers einen mit der Glukosekonzentration korrelierenden Parameter messen zu können, wobei zur Erhöhung der Genauigkeit eine Mittelung der Meßwerte oder eine Auswahl des besse-

ren Meßwertes anhand vorgegebener Zuverlässigkeitsskriterien getroffen werden kann.

Die Zentraleinheit 3 weist die typischen Merkmale eines Analyseelement-Auswertegerätes auf. Im dargestellten Fall dient sie zur Auswertung eines Analyseelementes 12, welches als Glucose-Teststreifen 13 mit einer Basisschicht 14 und einem Testfeld 15 ausgebildet ist. Zur Auswertung wird das Analyseelement 12 in einen Meßschacht 17 eingeführt, der sich unter einer Klappe 18 des Gerätes 3 befindet. Zur Bedienung der Zentraleinheit 3 ist ein Tastenfeld 20 vorgesehen. Zur Ausgabe von Information, insbesondere zur Anzeige von Analysedaten dient ein Display 21.

Das in die Zentraleinheit 3 integrierte Analyseelement-Auswertegerät ist konventionell aufgebaut und muß deswegen nicht näher beschrieben werden. Nähere Informationen können aus zahlreichen Publikationen entnommen werden. Zum allgemeinen Geräteaufbau sei beispielsweise auf die europäische Patentanmeldung 0 492 326 und zu einer möglichen Meßelektronik auf die europäische Patentanmeldung 0 075 767 verwiesen.

In Fig. 2 sind die wesentlichen Funktionselemente der Zentraleinheit 3 und der Sensoreinheit 2 als Blockdiagramm dargestellt.

Die Zentraleinheit enthält eine Meßeinrichtung 23 zum Messen einer mit der Konzentration des Analyten korrelierenden Veränderung des Analyseelementes 12, beispielsweise ein Reflexionsphotometer, mit dem eine Farbänderung des Testfeldes 15 gemessen werden kann. Die Meßeinrichtung 23 erzeugt elektrische Signale, die dem gemessenen Wert der mit der Konzentration korrelierenden Veränderungen entsprechen und als Meßwert R bezeichnet werden.

Die gemessenen Meßwerte R werden an eine Auswertelektronik 24 weitergeleitet, die Teil eines Mikrocomputers 25 ist, zu dem auch eine Speichereinheit 26 gehört. Die Auswertelektronik 24 berechnet mit Hilfe einer in dem Speicher 26 gespeicherten Auswertekurve, die den funktionalen Zusammenhang der gesuchten Konzentration C von dem Meßwert R beschreibt ( $C_A = f(R)$ ) die gesuchte Konzentration C des Analyten und gibt diese Analysedaten an den Speicher 26 weiter, wo sie abgespeichert werden. Die Anzeige der Analysedaten erfolgt — automatisch oder auf einen gesonderten Befehl — über das Display 21.

Die Auswertekurve ( $C_A = f(R)$ ) kann in der Zentraleinheit 3 fest abgespeichert sein. Vorzugsweise wird jedoch für jede neue Herstellungscharge von Analyseelementen 12 eine spezielle chargenspezifische Auswertekurve verwendet, die der Zentraleinheit auf einem geeigneten Datenträger in maschinenlesbarer Form mitgeteilt wird. Zu diesem Zweck weist die Zentraleinheit einen Datenleser 28 auf, der beispielsweise einen Barcode-Leser sein kann, um einen auf den Analyseelementen selbst oder einem zusätzlichen Codeträger angebrachten Barcode zu lesen. Der Barcode ist jeder Analyseelement-Packung beigelegt und enthält die chargenspezifische Auswertekurve. Näheres hierzu ist beispielsweise in der europäischen Patentanmeldung 0 492 326 beschrieben.

Zusätzlich zu den bisher beschriebenen Funktionsbausteinen, die bei Analyseelement-Auswertegeräten gebräuchlich sind, weist die Zentraleinheit 3 einen Sender- und Empfangsteil 29 zur drahtlosen Datenübertragung und ein Sensor-Kalibrationsmittel 30 auf, die in der Praxis vorzugsweise softwaremäßig realisiert und deswegen in Fig. 3 als Bestandteile des Mikrocomputers 25 eingezeichnet sind. Diese Komponenten verknüpfen das

Analyseelement-Teilsystem mit dem Sensor-Teilsystem wie nachfolgend noch näher erläutert wird.

Die Basiseinheit 6 der Sensoreinheit 2 enthält eine Sensorelektronik 32, an die mindestens ein Sensor 7 angeschlossen ist. Die Sensorelektronik 32 enthält die Elemente, die erforderlich sind, um den Sensor 7 zu betreiben und dabei einen mit der Konzentration der Glucose korrelierenden Parameter an dem Körper des Patienten zu messen. In dem erwähnten bevorzugten Beispiel gehören hierzu Mittel zum Einstrahlen von Licht, wobei diese in dem Sensor 7 selbst angeordnete Leuchtdioden sein können, die über das Kabel 9 mit Strom versorgt werden. Alternativ können auch ein oder mehrere Lichtsender in der Basiseinheit 6 angeordnet sein, wobei das Kabel 9 Lichtleiter enthält, durch die das Licht in den Sensor 7 transportiert wird. In entsprechender Weise sind in dem Sensor 7 und/oder in der Basiseinheit 6 Lichtdetektionsmittel (z. B. Halbleiter-Lichtempfänger) vorgesehen, die das Licht nach Wechselwirkung mit dem Gewebe des Patienten detektieren. Weiter enthält die Sensorelektronik 32 elektronische Bauteile, wie beispielsweise Verstärker, um das empfangene Signal so aufzubereiten, daß ein Sensormeßwert S gewonnen wird, der mit der Analytkonzentration korreliert. Der Sensormeßwert S wird an Sensor-Auswertemittel 33 weitergeleitet, die vorzugsweise Bestandteile eines in die Basiseinheit 6 integrierten Mikrocomputer-Systems 34 sind, zu dem außerdem eine Speichereinheit 35 gehört. Die Sensor-Auswertemittel 33 berechnen ebenso wie die Analyselement-Auswertemittel 24 in der Praxis softwaremäßig aus den Meßwerten S Analysedaten (Konzentrationen) C anhand einer Auswertekurve  $C_S = g(S)$ , welche in der Speichereinheit 35 abgespeichert ist. Die Kalibrationskurve  $C_S = g(S)$  wird der Basiseinheit 6 von der Zentraleinheit 3 drahtlos übermittelt. Zu diesem Zweck weist die Basiseinheit 6 einen Sende- und Empfangsteil 36 auf, das die drahtlose Datenübertragung zwischen den beiden Einheiten 3, 6 im Zusammenwirken mit dem Sende- und Empfangsteil 29 der Zentraleinheit ermöglicht.

Die berechneten Konzentrationsdaten  $C_S$  werden in der Speichereinheit 35 abgespeichert. Sie können mittels einer Ausgabeeinheit 38 unabhängig von der Zentraleinheit 3 ausgegeben werden, wobei die an der Basiseinheit 6 vorgesehene Ausgabeeinheit 38 so gestaltet ist, daß sie möglichst klein ist und wenig Batterie verbraucht. Ihre Aufgabe ist in erster Linie eine Warnfunktion für den Fall, daß die Glucosekonzentration kritische Grenzwerte unter- oder überschreitet. Zweckmäßigerweise kann die Ausgabeeinheit 38 in Form einer Leuchtdiodenanzeige mit drei Leuchtdioden (für "Normalbereich", "Überzuckerungsgefahr", "Unterzuckerungsgefahr") realisiert sein. Alternativ oder zusätzlich kann eine akustische Signalausgabe vorgesehen sein.

In Fig. 2 eingezeichnet ist als Bestandteil der Basiseinheit 6 die Stromversorgungsbatterie 40. Sie hat insofern besondere Bedeutung, als der Energieverbrauch von Analysesensoren verhältnismäßig hoch ist. Zweckmäßigerweise ist deswegen die Batterie 40 wiederaufladbar und in die Basiseinheit 6 ist eine nicht dargestellte Batteriespannungs-Überwachung integriert, die rechtzeitig auf das Erfordernis eines Batteriewechsels aufmerksam macht.

Bei der Benutzung des erfindungsgemäßen Analysesystems kann der Patient sich mit der Sensoreinheit 2 problemlos für längere Zeit von der stationären Zentraleinheit 3 entfernen. In dieser Zeit werden die Sensor-Analysedaten  $C_S$  in dem Speicher 35 gespeichert.

Wenn der Patient nach Hause zurückkehrt und nahe genug bei der Zentraleinheit 3 ist, daß ein drahtloser Datenaustausch zwischen den Einheiten 3 und 6 möglich wird, werden die mittlerweile gewonnenen Sensor-Analysedaten  $C_S$  von dem Speicher 35 in den Speicher 26 der Zentraleinheit 3 transferiert. Der Patient kann dann jederzeit eine Kalibration mit Hilfe eines Analyseelements 12 durchführen. Zweckmäßigerweise enthält die Zentraleinheit 3 eine Zeitmeßeinrichtung, die den Patient ausreichend häufig an die Durchführung einer Analyseelement-Analyse zur Kalibration erinnert. Jedesmal wenn eine solche Analyse durchgeführt wird, wird eine neue Auswertekurve  $C_A = f(R)$  in der Zentraleinheit 3 bestimmt und an die Sensoreinheit 2 übermittelt. Das Zusammenwirken der Einheiten 3 und 6 bei der Kalibration des Gesamtsystems wird nachfolgend erläutert.

Die Analyseelement-Analysedaten  $C_A$  werden wie beschrieben durch die Auswertekurve  $C_A = f(R)$  kalibriert, die vorzugsweise in Form eines maschinenlesbaren Codes über den Datenleser 28 in den Speicher 26 eingelesen wird. Demzufolge sind die Analyseelement-Analysedaten  $C_A$  mit guter Genauigkeit richtig. Ein  $C_A$ -Wert liegt jeweils vor, wenn der Patient durch Stich in den Finger einen Blutstropfen 40 gewonnen und diesen mit Hilfe des Analyselements 12 und der Meß- und Auswerteelektronik 23, 24 analysiert hat. Dies kann in größeren zeitlichen Abständen, beispielsweise ein- oder zweimal täglich geschehen. In Fig. 3 sind die zu Zeitpunkten  $t_1$  bis  $t_5$  bestimmten Analyseelement-Analysedaten als Punkte 39 eingezeichnet.

Der Sensor 7 erzeugt mit Hilfe seiner Meß- und Auswerteelektronik 32, 33 Sensor-Analysedaten  $C_S$ , wobei diese Messung kontinuierlich oder in so engen zeitlichen Abständen erfolgt, daß ein praktisch kontinuierlicher Verlauf von  $C_S$  in dem Speicher 35 abgespeichert und an die Zentraleinheit 3 übermittelt werden kann, wenn die Einheiten 2, 3 in Datenübertragungs-Kontakt zueinander stehen. Fig. 3 zeigt den zeitlichen Verlauf der  $C_S$ -Werte als gestrichelte Linie A. Zur Kalibration der Sensor-Analysedaten  $C_S$  werden Analyseelement-Analysedaten  $C_A$  verwendet. Dies kann beispielsweise in der Weise geschehen, daß jeweils zu den Kalibrationszeitpunkten  $t_1$  bis  $t_5$  die Kalibrationseinheit 30 einen Vergleich der Analysedaten  $C_A$  und  $C_S$  durchführt, die in dem Speicher 26 abgespeichert sind. Aus diesem Vergleich ermitteln die Sensor-Kalibrationsmittel 30 eine neue korrigierte Auswertekurve  $C_S = g(S)$  und übermittelt diese über die Sende- und Empfangsteile 29, 36 an die Basiseinheit 6, wo die neue Auswertekurve in dem Speicher 35 für künftige Berechnungen von Sensor-Analysedaten  $C_S$  mit Hilfe der Sensor-Auswerteelektronik 33 verwendet wird. Zugleich kann die bei der Kalibration ermittelte neue Auswertekurve  $C_S = g(S)$  verwendet werden, um bereits in dem Speicher 26 abgespeicherte Sensor-Analysedaten rückwärts mindestens bis zu dem Zeitpunkt der vorhergehenden Analyseelement-Analyse nachzukorrigieren. Bei dem in Fig. 3 dargestellten Beispiel kann also aufgrund des zum Zeitpunkt  $t_2$  gewonnenen Analyseelement-Konzentrationswertes  $C_A(t_2)$  eine Rückwärtskorrektur bis zu dem Zeitpunkt  $t_1$  erfolgen. Entsprechendes gilt für den Zeitpunkt  $t_3$  rückwärts bis  $t_2$  usw. Der nach Kalibration korrigierte Verlauf der Sensor-Analysedaten ist in Fig. 3 als durchgezogene Linie B eingezeichnet.

Der Kalibrationsvorgang wurde vorstehend beispielhaft erläutert. Selbstverständlich kann die Kalibration in anderer Weise erfolgen, insbesondere in Anpassung an

die Auswerteverfahren, mit denen die Analysedaten  $C_s$  bzw.  $C_A$  ermittelt werden. So eignen sich insbesondere zur Ermittlung von  $C_s$  numerische mathematische Verfahren, die aus einer Vielzahl von Meßdaten (beispielsweise Intensitätswerten bei vielen verschiedenen Wellenlängen) jeweils einen Konzentrationswert ermitteln. Erwähnt sei das PLS (partial least squares-Verfahren).

Die Speicherkapazität der Speicher 35 und 26 in der Sensoreinheit 2 bzw. der Zentraleinheit 3 ist den unterschiedlichen Einsatzzwecken angepaßt. Der Speicher 35 dient lediglich der mittelfristigen Speicherung verhältnismäßig kleiner Datenmengen, nämlich der Konzentrationswerte für den maximalen Zeitraum, für den sich der Patient mit seiner Sensoreinheit 2 von der Zentraleinheit 3 entfernt. Vorzugsweise ist die Speicherkapazität des Speichers 35 für die in einem Zeitraum von mindestens 2, vorzugsweise mindestens 8 Stunden anfallende Datenmenge ausgelegt. Der Speicher 26 der Zentraleinheit 3 ist im Regelfall erheblich größer und kann Analysedaten sowie Kalibrationsdaten, die über längere Zeiträume (mindestens etwa eine Woche) anfallen, aufnehmen. Zweckmäßigerweise ist die Zentraleinheit 3 mit einer nicht dargestellten Datenschnittstelle versehen, mit der diese Daten von Fall zu Fall zur weiteren Verarbeitung, beispielsweise an einen zur Speicherung der Patientendaten in der Arztpraxis verwendeten PC, übermittelt werden.

Die Anzeige der Analysedaten an der Zentraleinheit 3 kann alphanumerisch erfolgen, wie dies in Fig. 1 dargestellt ist. Vorzugsweise ist das Display 21 der Zentraleinheit 3 als Graphik-Display gestaltet, welches eine graphische Darstellung des zeitlichen Verlaufes der Sensor-Analysedaten ermöglicht. Beispielsweise wird bei der in Fig. 4 dargestellten Gestaltung des Display der augenblickliche Glucosewert durch den schwarzen Balken 50 in der Displaymitte symbolisiert. Das hellgraue Displayfeld 51 entspricht dem Normalbereich der Glucosewerte, während das dunkelgraue Feld 52 den oberen Warnbereich (Gefahr von Hyperglykämie) und das untere schwarze Feld 53 den unteren Warnbereich (Gefahr von Hypoglykämie) darstellt. Ein Pfeil in dem Display 54 zeigt den aktuellen Trend (hier zu steigenden Glucosewerten) an.

Bei der Graphik-Display-Darstellung von Fig. 5 wird der zeitliche Verlauf der Glucosewerte über einen längeren Zeitraum sichtbar. Der Normbereich der Glucosewerte ist durch zwei Warngrenzen 56, 57 in der Displaymitte zu erkennen. Der Verlauf der Glucosewerte wird als relativ breiter Balken 58 dargestellt. In der Figur befindet er sich seit einiger Zeit im oberen Warnbereich und beginnt (beispielsweise infolge einer Insulininjektion) gerade zu fallen.

Die Graphik-Display-Darstellungen der Fig. 3 und 4 nutzen die besondere Fähigkeit des erfindungsgemäßen Systems, Glucosewerte praktisch kontinuierlich zuverlässig zu bestimmen. Die Auswerteeinrichtung 24 der Zentraleinheit 3 (unter Umständen auch die Auswerteeinrichtung 33 der Basiseinheit 6) enthält zu diesem Zweck (wiederum vorzugsweise softwaremäßig realisierte) Differenzierungsmittel, die es jederzeit ermöglichen, die zeitliche Ableitung des Verlaufs der Glucosewerte und damit den Trend zu bestimmen. Diese zusätzliche Information ist für die Therapie des Diabetes mellitus von erheblichem Wert.

#### Patentansprüche

##### 1. Analysesystem zur Überwachung der Konzen-

tration eines Analyten im Blut eines Patienten, mit Analyseelementen (12), welche Reagenzien enthalten, deren Reaktion mit dem Analyten zu einer meßbaren mit der Konzentration des Analyten korrelierenden Veränderung des Analyseelements (12) führt, wenn man dieses mit einem Blutstropfen des Patienten kontaktiert und

ein Auswertegerät, das eine Meßeinrichtung (23) zum Messen der Veränderung und Auswertemittel (24) zur Bestimmung von Analyseelement-Analysedaten  $C_A$  aus den dabei erhaltenen Meßwerten aufweist,

**dadurch gekennzeichnet, daß**

das System eine am Körper des Patienten tragbare Sensoreinheit (2) mit einem Sensor (7) zur reagenzienfreien unmittelbaren Messung eines mit der Konzentration des Analyten korrelierenden Parameters an dem Körper des Patienten und einem Sender (36) zum drahtlosen Senden von Datensignalen, sowie Sensor-Analysemittel (36) zur Ermittlung von Sensor-Analysedaten  $C_s$  aus den Meßwerten des Parameters einschließt und das Auswertegerät als Zentraleinheit (3) eines integrierten Analyselement-Sensor-Überwachungssystems (1) einen Empfänger (29) zum drahtlosen Empfang der Datensignale der Sensoreinheit (2), Kalibrationsmittel (30) zur Kalibration der Sensor-Analysedaten  $C_s$  aufgrund der Analyselement-Analysedaten  $C_A$  und einen Datenspeicher (26) zur längerfristigen Speicherung von Analysedaten enthält.

2. Analysesystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoreinheit (2) einen Lichtsender, von dem Licht in das Gewebe eines Körperteils des Patienten eingestrahlt wird und einen Lichtempfänger aufweist, durch den nach Wechselwirkung mit dem Gewebe aus dem Körperteil austretendes Licht detektiert wird, um eine durch die Wechselwirkung mit dem Gewebe veränderliche meßbare physikalische Eigenschaft des Lichts als mit der Konzentration des Analyten im Blut des Patienten korrelierenden Parameter zu bestimmen, aus dem die Sensor-Analysedaten  $C_s$  ermittelt werden.

3. Analysesystem nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoreinheit eine Basisseinheit (6) und einen mit der Basisseinheit (6) über Kabel (9) verbundenen Sensor (7) umfaßt, wobei die Basisseinheit (6) die Stromversorgungseinrichtung (40) der Sensoreinheit enthält.

4. Analysesystem nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoreinheit (2) mindestens zwei Sensoren (7, 8) aufweist, die über Kabel (9) mit einer gemeinsamen Basisseinheit (6) verbunden sind.

5. Analysesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoreinheit (2) die Auswertemittel (33) zur Ermittlung der Sensor-Analysedaten  $C_A$  einschließt.

6. Analysesystem nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoreinheit (2) Anzeigemittel (38) für eine die Sensor-Analysedaten  $C_s$  repräsentierende Informationsausgabe aufweist.

7. Analysesystem nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß sowohl der Sender (36) der Sensoreinheit (2) als auch der Empfänger (29) der Zentraleinheit (3) als Sender/Empfänger ausgebildet ist, um einen interaktiven Datenaustausch zwischen der Sensoreinheit (2) und der Zentraleinheit

(3) zu ermöglichen.

8. Analysesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoreinheit (2) einen Speicher (35) für die in einem Zeitraum von mindestens 2, vorzugsweise mindestens 8 Stunden ermittelten Sensor-Analysedaten Cs enthält. 5

9. Analysesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Zentraleinheit ein Graphik-Display (21) zur Darstellung des zeitlichen Verlaufs der Sensor-Analysedaten Cs aufweist. 10

10. Analysesystem nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß an dem Graphik-Display mehrere unterschiedliche Darstellungen (50—54; 56—58) 15 des zeitlichen Verlaufs der Sensorelement-Analysedaten oder deren Änderungstendenz anzeigbar sind.

11. Verfahren zum Betrieb eines Systems nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß jeweils zu dem Zeitpunkt, zu dem eine Analyseelement-Analyse durchgeführt wird, ein mit der Analyseelement-Analyse ermittelter Konzentrationswert als Sollwert für die Kalibrierung der Sensor-Analysedaten verwendet wird. 20

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensor-Analysedaten aufgrund des Sollwertes mindestens bis zu dem Zeitpunkt der vorhergehenden Analyselemente-Analyse automatisch nachkorrigiert werden. 25 30

---

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

---

35

40

45

50

55

60

65

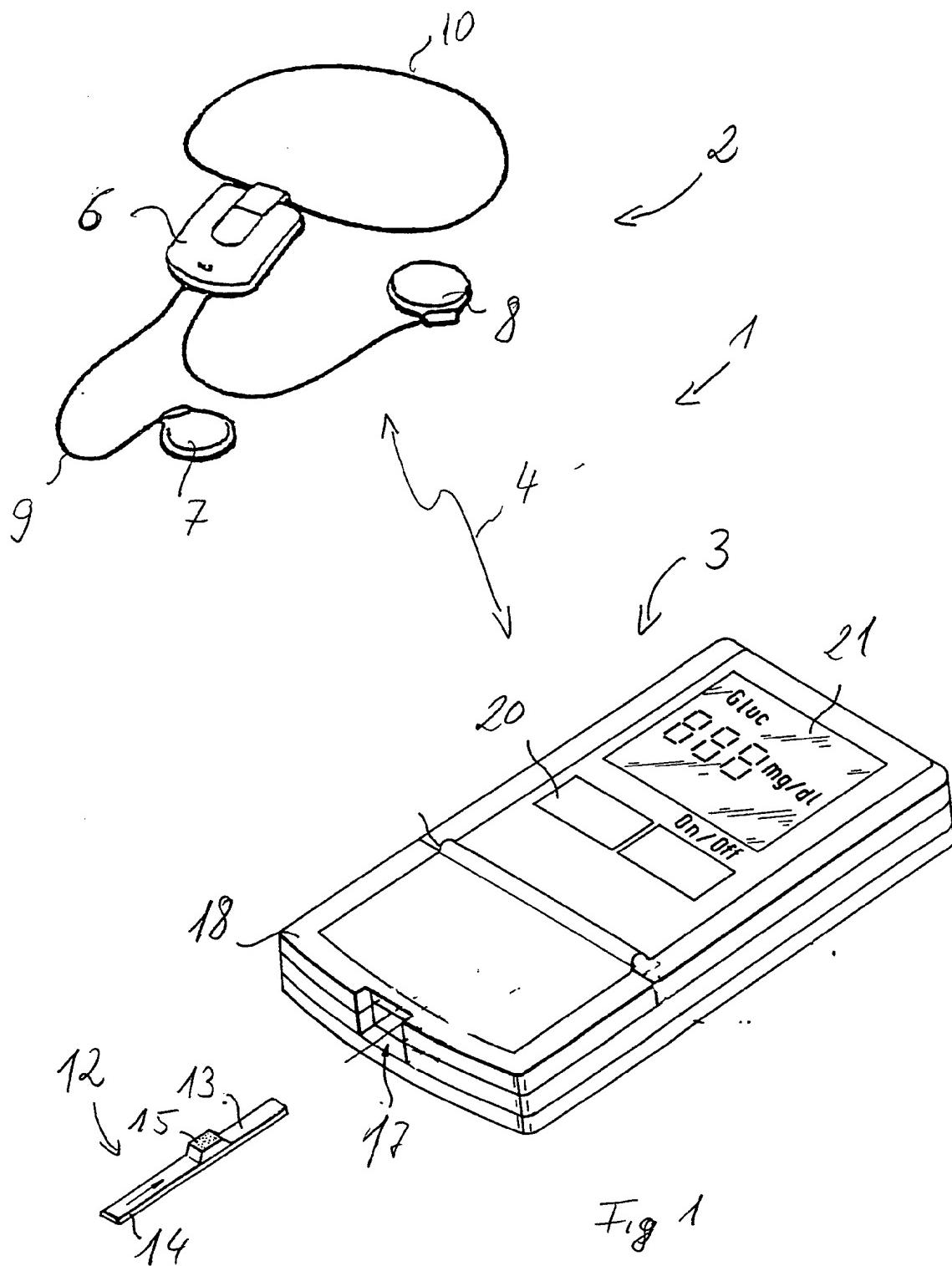


Fig 1

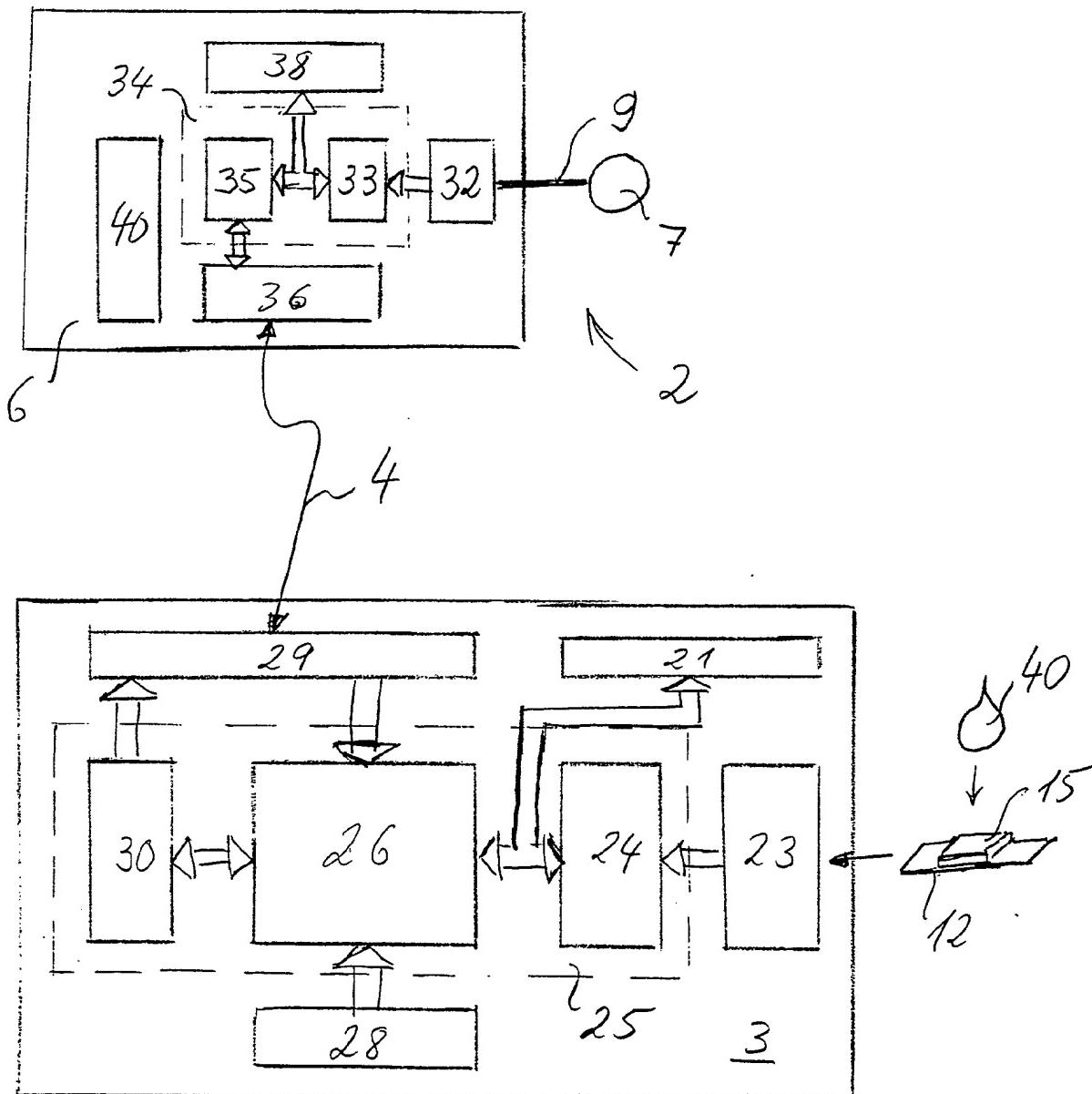


Fig 2

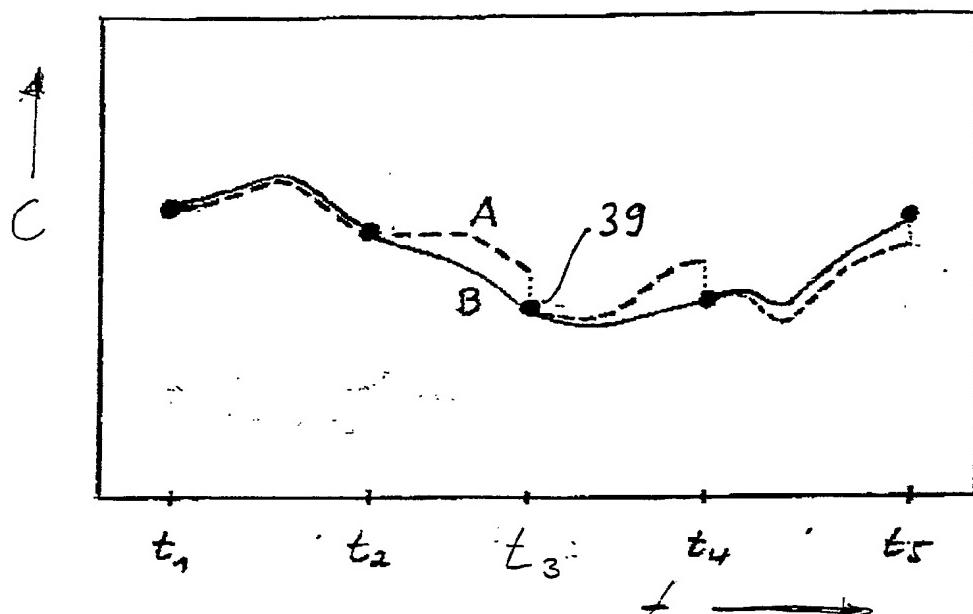


Fig. 3

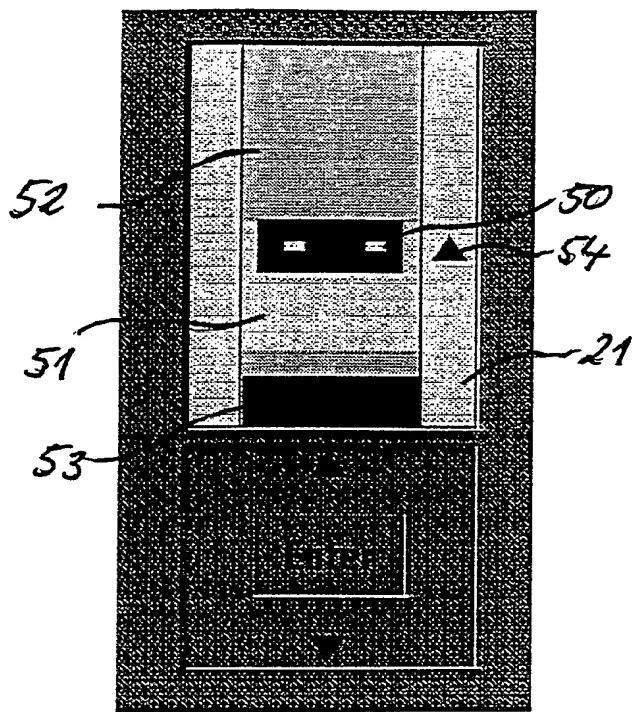


Fig. 4

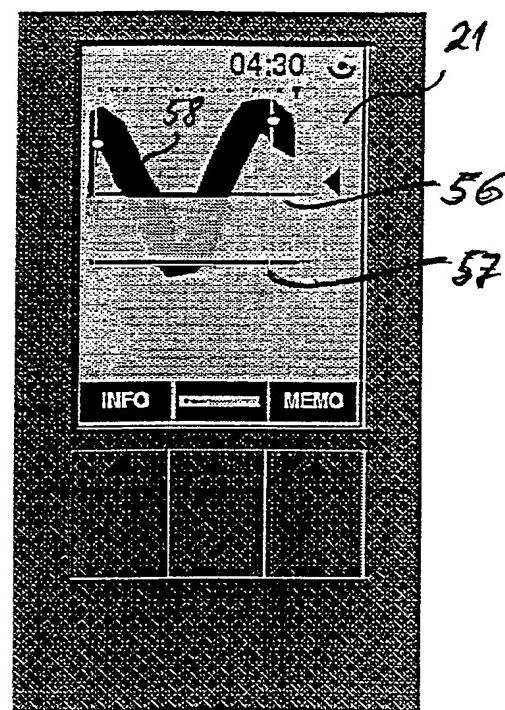


Fig. 5